

日 本 国 特 許 庁

PATENT OFFICE
JAPANESE GOVERNMENT

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されて
いる事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed
with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application:

2000年 3月 8日

出 願 番 号
Application Number:

特願2000-063600

出 願 人
Applicant(s):

富士写真フイルム株式会社

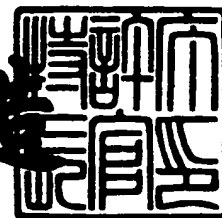
11046 U.S. PTO
09/800773
03/08/01

CERTIFIED COPY OF
PRIORITY DOCUMENT

2000年10月 6日

特許庁長官
Commissioner,
Patent Office

及 川 耕 造



出証番号 出証特2000-3081298

【書類名】 特許願

【整理番号】 P24944J

【あて先】 特許庁長官 近藤 隆彦 殿

【国際特許分類】 G06T 5/50

【発明者】

【住所又は居所】 神奈川県足柄上郡開成町宮台 7 9 8 番地 富士写真フイルム株式会社内

【氏名】 大沢 哲

【特許出願人】

【識別番号】 000005201

【氏名又は名称】 富士写真フイルム株式会社

【代理人】

【識別番号】 100073184

【弁理士】

【氏名又は名称】 柳田 征史

【選任した代理人】

【識別番号】 100090468

【弁理士】

【氏名又は名称】 佐久間 剛

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 008969

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9814441

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像処理方法および画像処理装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 同一被写体についての 2 以上の画像のうち任意の 2 つの画像間で画像間演算を行なって得られた、該 2 つの画像間の差異を表す画像間演算画像に対して画像処理を施す画像処理方法において、

前記 2 つの画像間の実質的な差異が、前記 2 つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記画像間演算画像に対して施すことを特徴とする画像処理方法。

【請求項 2】 前記画像処理が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理であることを特徴とする請求項 1 記載の画像処理方法。

【請求項 3】 前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理が、前記アーティファクトよりも大きく、かつ前記実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理であることを特徴とする請求項 2 記載の画像処理方法。

【請求項 4】 前記画像処理が、前記 2 つの画像間の実質的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理であることを特徴とする請求項 1 記載の画像処理方法。

【請求項 5】 前記画像間演算が、前記 2 つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算であることを特徴とする請求項 1 から 4 のうちいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 6】 前記 2 以上の画像が、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像であることを特徴とする請求項 1 から 5 のうちいずれか 1 項に記載の画像処理方法。

【請求項 7】 同一被写体についての 2 以上の画像のうち任意の 2 つの画像間で画像間演算を行なって得られた、該 2 つの画像間の差異を表す画像間演算画像に対して画像処理を施す画像処理手段を備えた画像処理装置において、

前記画像処理手段が、前記 2 つの画像間の実質的な差異が、前記 2 つ画像中の

構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記画像間演算画像に対して施すものであることを特徴とする画像処理装置。

【請求項 8】 前記画像処理手段が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施すものであることを特徴とする請求項 7 記載の画像処理装置。

【請求項 9】 前記画像処理手段が、前記アーティファクトを前記 2 つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理として、前記アーティファクトよりも大きく、かつ前記実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理を適用するものであることを特徴とする請求項 8 記載の画像処理装置。

【請求項 10】 前記画像処理手段が、前記 2 つの画像間の実質的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理を施すものであることを特徴とする請求項 7 記載の画像処理装置。

【請求項 11】 前記画像間演算が、前記 2 つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算であることを特徴とする請求項 7 から 10 のうちいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【請求項 12】 前記 2 以上の画像が、経時的变化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像であることを特徴とする請求項 7 から 11 のうちいずれか 1 項に記載の画像処理装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は画像処理方法・装置に関し、詳細には、同一被写体について得られた 2 以上の画像間の差異の表現の改良に関するものである。

【0002】

【従来の技術】

従来より、同一被写体についての 2 以上の画像を比較読影して、両画像間の差異を調べ、その差異に基づいて被写体の検査などを行うことが、種々の分野にお

いて行われている。

【 0 0 0 3 】

例えば工業製品の製造分野においては、ある製品について新品の状態の時に撮影された画像と、当該製品の耐久試験後に撮影された画像とを比較読影して、両者の差異の大きな部位に注目することにより、製品の耐久性を向上させるべき部位を検討することが行われており、また医療分野においては、ある患者の疾患部位について時系列的に撮影された複数枚の放射線画像を医師が比較読影することにより、当該疾患の進行状況や治癒状況を把握して治療方針を検討することが行われている。

【 0 0 0 4 】

このように2以上の画像を比較読影することが日常的に各種の分野で行われているが、その比較読影のために、これら2以上の画像を画像表示装置に表示させ、あるいはフィルムやその他の記録媒体に出力させる場合がある。すなわち画像を濃度信号や輝度信号に変換したうえで、画像表示装置等に表示し、またはプリンタ等によりフィルム等の媒体に出力するのである。

【 0 0 0 5 】

ところで比較読影の対象となる2以上の画像を出力する場合、それらの画像を単に並べて出力するのが一般的であるが、比較読影を行なう場合に読影者にとって最も関心があるのはこれらの画像間の差異である。しかし、上述したように例えば2つの画像を単に並べてこの差異を発見するのは、その差異が小さい程困難であり、比較読影の性能向上が求められている。

【 0 0 0 6 】

そこで一般的には、比較読影の対象とされる2つの画像間で構造位置（解剖学的特徴位置）を対応させた減算（サブトラクション）処理をはじめとした画像間演算を行なって、上記差異を抽出・強調することが行われる（特願平11-342900号等）。このように画像間の差異のみが抽出・強調されることにより、読影者に対して画像間の差異を確実に認識させることができるため、進行または治癒する病変部の見落としを防止することができると考えられる。

【 0 0 0 7 】

またこの画像間演算の際に、各画像中に現れた構造物の位置（構造位置）を2つの画像間で対応させる位置合わせを行なう必要がある。例えばこの位置合わせとして、2つの画像間で平行移動、回転および拡大・縮小という大局的な変換（例えばアフィン変換等）を用いた第1の位置合わせと、この第1の位置合わせ後の画像について、多数の局所領域に分割したうえで、対応する局所領域同士の間でおのおのマッチングを行なった結果に基づいて、両画像をカーブフィッティング（例えば2次元10次多項式）による非線形歪変換（ワーピング）を用いた第2の位置合わせとを併せて行なう技術（特開平7-37074号）などが知られている。

【 0 0 0 8 】

【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記位置合わせの技術によっても構造物の輪郭において僅かな不揃い（位置ずれ）が生じ、画像間演算画像には、その輪郭によるアーチファクトが現れる。本来、画像間演算画像は、アーティファクトが現れなければ、病変部の変動等を示す実質的な差異部分のみが現れるため、その現れた画像部分を認識することにより病変部の位置や大きさ等を判断するのに有効である。しかし画像中にアーティファクトが現れると、上述した画像間の実質的な差異がこのアーティファクトにより目立たなくなり、その差異を見落とすおそれが生じる。

【 0 0 0 9 】

特に被写体が生体である放射線画像においては、放射線の照射方向と体軸との角度や、被写体の向きに対する放射線の入射角度などは、その各放射線画像の撮影時にごとにわずかに変動せざるを得ず、この変動による3次元的な不揃いを2次元に表現された画像中において補正（位置合わせ）することは非常に困難であり、画像間演算画像中においてアーティファクトが残存するのはやむを得ない。

【 0 0 1 0 】

しかし一方、上述したようにアーティファクトの存在により画像の実質的な差異を見落とすことがないようにする必要がある。

【 0 0 1 1 】

本発明は上記事情に鑑みなされたものであって、構造物の対応位置の不揃いに

より生じるアーティファクトを、画像の実質的な差異に対して相対的に、従来よりも低減する画像処理方法および画像処理装置を提供することを目的とするものである。

【 0 0 1 2 】

【課題を解決するための手段】

本発明の画像処理方法および画像処理装置は、画像間演算画像に対して、2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、観察読影に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、関心画像部分である画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させ、従来よりもその画像間の実質的な差異についての観察読影性能を向上させたものである。

【 0 0 1 3 】

すなわち本発明の画像処理方法は、同一被写体についての2以上の画像のうち任意の2つの画像間で画像間演算を行なって得られた、該2つの画像間の差異を表す画像間演算画像に対して画像処理を施す画像処理方法において、

前記2つの画像間の実質的な差異が、前記2つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記画像間演算画像に対して施すことを特徴とするものである。

【 0 0 1 4 】

ここで、上記2以上の画像として、経時的変化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像を適用することができ、特に生体を被写体とすることは、本発明にとってより効果的である。生体はその内部の構造物がそれぞれ3次的に動くため、2つの画像間で構造物の位置の対応関係が崩れやすく、位置ずれ（不揃い）が生じやすいからである。

【 0 0 1 5 】

上記画像間演算としては、2つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション（減算）演算を適用するのが好ましい。2つの画像間の差異を、画像信号の差として表すことにより、差異を明瞭化するのが簡易だからである。ただし、サブトラクション演算に限るものではなく、2つの画像中の構造物の位置を対

応させた除算演算などを適用することを排除するものではない。サブトラクション演算としては、単純な減算であってもよいし、重み付けを行なったうえでの減算であってもよい。減算処理によって得られた画像間演算画像は一般にサブトラクション画像と称され、このサブトラクション画像としては、時系列的に略同時に撮影して得られたエネルギー分布の互いに異なる2つの原画像（＝オリジナルの画像；高圧画像（通常の放射線画像）、低圧画像（高圧抑制画像））に基づいて（単純減算または荷重減算）得られるエネルギーサブトラクション画像、時系列的に異なる時期に撮影して得られた2つの原画像に基づいて得られる経時サブトラクション画像、造影剤の注入前後にそれぞれ撮影して得られる血管の2つの原画像に基づいて得られるDSA（デジタルサブトラクション・アンギオグラフィ）画像等が含まれる。

【0016】

2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理とは、実質的な差異をアーティファクトよりも強調する処理であってもよいし、その反対に、アーティファクトを実質的な差異よりも抑制する処理であってもよい。

【0017】

アーティファクトを実質的な差異よりも抑制する画像処理としては、アーティファクトよりも大きく、かつ実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー（Morphology）演算処理に基づく処理を適用するのが好ましい。実質的な差異を残しつつアーティファクトを効果的に抑制することができるからである。なお、モフォロジー演算処理とは、モルフォロジーまたはモーフォロジーとも称し、一般的にはN次元空間における集合論として展開されるが、2次元空間である画像へ適用される場合が多い（特開平8-272961号、同9-248291号、同9-91421号等）。ここでは、このモフォロジー演算処理を、濃淡画像を例にして以下に簡単に説明する。

【0018】

濃淡画像を座標（ x ， y ）の点が濃度値 $f(x, y)$ に相当する高さをもつ空間とみなし、この断面に相当する1次元の関数 $f(x)$ を考える。モフォロジー

演算処理に用いる構造要素 g は次式 (1) に示すように、原点について対称な対称関数

【数 1】

$$g^s(X) = g(-X) \quad (1)$$

であり、定義域内で値が 0 で、その定義域 G が下記式 (2) であるとする。

【0 0 1 9】

【数 2】

$$G = \{-m, -m+1, \dots, -1, 0, 1, \dots, m-1, m\} \quad (2)$$

このとき、モフォロジー演算の基本形は式 (3) ~ (6) に示すように、非常に簡単な演算となる。

【0 0 2 0】

【数 3】

$$\text{dilation ; } [f \oplus G^s](i) = \max\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (3)$$

$$\text{erosion ; } [f \ominus G^s](i) = \min\{f(i-m), \dots, f(i), \dots, f(i+m)\} \quad (4)$$

$$\text{opening ; } f_s = (f \ominus g^s) \oplus g \quad (5)$$

$$\text{closing ; } f^s = (f \oplus g^s) \ominus g \quad (6)$$

すなわち、ダイレーション (dilation) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ (構造要素 B に応じて決定される値であって、図 9 中のマスクサイズに相当) の幅の範囲内の最大値を探索する処理であり (同図 (A) 参照)、一方、イロージョン (erosion) 処理は、注目画素を中心とした、 $\pm m$ の幅の範囲内の最小値を探索する処理である (同図 (B) 参照)。また、オープニング (opening) 処理はイロージョン処理後にダイレーション処理を行なう処理、すなわち最小値の探索の後に最大値を探索する処理であり、クロージング (closing) 処理は、ダイレーション処理後にイロージョン処理を行なう処理、すなわち最大値の探索の後に最小値を探索する処理に相当する。

【0 0 2 1】

つまりオープニング処理は、低濃度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ 2 m より空間的に狭い範囲で変動する凸状の濃度変動部分（周囲部分よりも濃度が高い部分）を抑制することに相当する（同図（C）参照）。

【0022】

一方、クロージング処理は、高濃度側から濃度曲線 $f(x)$ を滑らかにし、マスクサイズ 2 m より空間的に狭い範囲で変動する凹状の濃度変動部分（周囲部分よりも濃度が低い部分）を抑制することに相当する（同図（D）参照）。

【0023】

ここで、濃度の高いもの程大きな値となる高濃度高信号レベルの信号の場合においては、濃度値 $f(x)$ の画像信号値が高輝度高信号レベルの場合に対して大小関係が逆転するため、高濃度高信号レベルの信号に対するダイレーション処理と高輝度高信号レベルに対するイロージョン処理（同図（B））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するイロージョン処理と高輝度高信号レベルに対するダイレーション処理（同図（A））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するオープニング処理と高輝度高信号レベルに対するクロージング処理（同図（D））とは一致し、高濃度高信号レベルの信号に対するクロージング処理と高輝度高信号レベルに対するオープニング処理（同図（C））とは一致する。

【0024】

そして、このように原画像を表す画像信号に対して、モर्फロジー演算処理によるオープニング処理若しくはクロージング処理を施すことにより、画像から粒状（画像信号としてのノイズを意味する）を抑制（または除去）することができる（小畑「モर्फロジー」（コロナ社刊）等）。なお説明の簡単のため 1 次元の濃度分布に対して 1 次元のマスク（構造要素）を適用した例で説明したが、2 次元に広がる画像に適用するに際しては、1 次元の構造要素を 2 次元面内で複数設定し、各構造要素をそれぞれ適用して複数回の処理を行なってもよいし、2 次元の構造要素を設定し、この 2 次元の構造要素を適用して 1 回の処理で済ませるようにしてもよい。

【0025】

本発明の画像処理装置は、本発明の画像処理方法を実施するための装置であっ

て、同一被写体についての2以上の画像のうち任意の2つの画像間で画像間演算を行なって得られた、該2つの画像間の差異を表す画像間演算画像に対して画像処理を施す画像処理手段を備えた画像処理装置において、

前記画像処理手段が、前記2つの画像間の実質的な差異が、前記2つ画像中の構造物の対応位置の不揃いに基づいて生じたアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を、前記画像間演算画像に対して施すものであることを特徴とするものである。

【0026】

上記2以上の画像としては、経時的变化の比較対象となる、同一被写体について時系列的に互いに異なる時期に取得された放射線画像を適用した場合は、より本発明を効果的に実施することができ好ましい。

【0027】

画像間演算としては、2つの画像中の構造物の位置を対応させたサブトラクション演算を適用するのが好ましい。

【0028】

画像処理手段としては、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施すものであってもよいし、反対に、2つの画像間の実質的な差異を前記アーティファクトよりも強調する画像処理を施すものであってもよい。画像処理手段が、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理を施すものである場合には、アーティファクトを2つの画像間の実質的な差異よりも抑制する画像処理として、アーティファクトよりも大きく、かつ実質的な差異よりも小さい形状の構造要素を用いたモフォロジー演算処理に基づく処理を適用するものであることが好ましい。

【0029】

なお上記本発明の画像処理方法、画像処理装置において、被写体には、人体等の他、動植物、工業製品、地形、天体、風景等を適用するのを妨げるものではない。

【0030】

【発明の効果】

本発明の画像処理方法および画像処理装置によれば、画像間演算画像に対して、2つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、観察読影に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、関心画像部分である画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させることができ、従来よりもその画像間の実質的な差異についての観察読影性能を相対的に向上させることができる。

【 0 0 3 1 】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の画像処理方法および画像処理装置の実施の形態について図面を用いて説明する。

【 0 0 3 2 】

図1は本発明の画像処理方法および画像処理装置の一実施形態である画像処理装置10を含む医療用画像ネットワーク100を示す図である。

【 0 0 3 3 】

図示のネットワーク100には、例えばCT装置（コンピュータ断層像撮影装置）、MRI装置（磁気共鳴像撮影装置）、CR装置（コンピュータラジオグラフィ）50等の医療用画像生成装置と、これらの医療用画像生成装置により生成された各種の診断用医療画像を蓄積記憶するデータベース70と、データベース70に一旦記憶された画像や画像生成装置から直接送られた画像を表示する画像表示装置20と、入力された2以上の画像情報に基づいて画像間演算の一例である経時サブトラクションを行なって経時サブトラクション画像（画像間演算画像の一例）を取得する画像間演算装置30と、画像間演算装置30により作成された経時サブトラクション画像に対して以下に示す画像処理を施す画像処理装置10等が接続されている。なおネットワーク100には、このネットワーク100上を流通する画像をフィルム等に出力するプリンターや図示しない各種の画像出力デバイス等も接続されている。

【 0 0 3 4 】

CR装置50は、被写体を透過した放射線を、輝尽性蛍光体層を有するシート状の蓄積性蛍光体シートに照射することにより、蓄積性蛍光体シートに被写体の

透過放射線像を蓄積記録し、その後、当該蓄積性蛍光体シートにレーザー光を照射して、シートに蓄積記録されている放射線エネルギーに応じた光量で発光する輝点発光光を光電的に読み取ることにより、被写体の透過放射線像をデジタル画像として取得する装置であり、病院等の医療機関において広く使用されているものである。

【 0 0 3 5 】

CR装置50とネットワーク100の間に介在しているQA-WS（画像品質チェック用ワークステーション）60は、上述したCR装置50等の画像生成装置により生成された診断用画像をチェックし、必要の場合は画像生成装置（CR装置50等）に対して画像の再取得を要求するなどの機能を備えたワークステーションである。本実施形態におけるこのQA-WS60は、CR装置50によって生成されたデジタル画像Pを、データベース70に蓄積記憶する前に表示して、画像濃度、コントラストなどの画質チェック、撮影範囲等のチェックを行うものとして設けられている。

【 0 0 3 6 】

画像表示装置20は、ネットワーク100を介して入力された画像を単に可視像として表示するだけでなく、同一患者の同一患部について時系列的に撮影された2つ以上の画像Pについてのサブトラクション処理の要求等を入力する端末機としての機能も備えたものである。

【 0 0 3 7 】

画像間演算装置30は、上述したように、ネットワーク100を介してデータベースサーバ70から入力された、時系列的に異なる時期にそれぞれ取得された同一患者についての2つの胸部放射線画像P1、P2に基づいて、これら2つの画像P1、P2の差異を表す経時サブトラクション画像P_{su}を作成するが、この経時サブトラクション画像P_{su}の作成は、各画像P1、P2中に現れた構造物（肋骨、胸郭、肺・心臓等の臓器など）の位置を2つの画像P1、P2間で、まず大局的に位置合わせし、その後に分割して得られた多数の局所領域のそれぞれの位置が対応するように局所領域の位置合わせを行ない、この2段階の位置合わせによって得られた2つの画像間で、画素を対応させて減算処理することにより行

われる。なお各位置合わせの詳細については後述する。

【 0 0 3 8 】

画像処理装置 1 0 が、画像間演算装置 3 0 により作成された経時サブトラクション画像 P_{su} に対して施す画像処理の内容は、位置合わせ後の 2 つの画像 P_1 , P_2 の差異としてこのサブトラクション画像 P_{su} 中に現れた、上記構造物の対応位置のずれによって生じたアーティファクト L を、両画像 P_1 , P_2 の実質的な差異、すなわち位置ずれに起因して生じたものではなく一方の画像にのみ存在する腫瘍陰影や病変部あるいは両方の画像に存在する病変部等であって経時的に治癒しつつあり若しくは進行しつつあることによってその濃度や輪郭形状などが両画像 P_1 , P_2 間で異なることとなっている画像部分（以下、単に病変部という） K よりも、相対的に抑制する処理である。

【 0 0 3 9 】

具体的には、アーティファクト L は構造物の輪郭形状に沿った細長形状に現れる特性を有している場合が多いのに対して、実質的な差異である病変部 K はその発現後の進行状況に応じて大小の変動はあるものの、アーティファクト L の細長形状よりも幅広の略円形または略矩形等ある広がりを持つ領域としての形状として認識することができる。したがって病変部 K よりも小さく、かつ細長形状のアーティファクト L の幅（長手方向にほぼ直交する方向の長さ）よりも大きい構造要素（例えばそのような大きさの直径を有する円形構造要素や、そのような大きさの一辺を有する矩形構造要素など）を用いたモフォロジー演算処理を当該画像処理としてサブトラクション画像 P_{su} に適用することによって、構造要素よりもサイズの大きい病変部 K を残存させつつ、構造要素よりもいずれかの方向の長さが小さいアーティファクト L を消去することができる。

【 0 0 4 0 】

なお濃淡画像であるサブトラクション画像 P_{su} にモフォロジー演算処理を適用する場合には、サブトラクション画像 P_{su} を、サブトラクション画像 P_{su} の基準濃度（画像 P_1 , P_2 の差が 0 である部分の濃度）および基準濃度よりも高濃度の画像部分からなる高濃度画像（基準濃度よりも低濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像） P_{su1} と、基準濃度および基準濃度よりも低濃度の

画像部分からなる低濃度画像（基準濃度よりも高濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像） P_{su2} とに分け、これら高濃度画像 P_{su1} と低濃度画像 P_{su2} についてそれぞれ上記モフォロジー演算処理を施し、得られた2つの画像を加算処理（重み付け割合を 0.5対0.5 とする）するのが好ましいため、以下、本実施形態においては、そのような処理として説明する。

【0041】

次に本実施形態の画像処理装置の作用について説明する。

【0042】

予めCR装置50により、撮影時期を異にして、特定の患者の胸部放射線透過画像 P_1 , P_2 , ..., P_n が撮影され、これらの画像 P_1 , P_2 , ..., P_n はQA-WS60により画質等のチェックがなされた後にネットワーク100を介してデータベース70に蓄積記憶されている。

【0043】

まず、指示入力端末機としての画像表示装置20から、時系列的に最も古い時期に撮影して得られた画像（第1の画像） P_1 と、その画像 P_1 よりも新しい時期に撮影して得られた画像（第2の画像） P_2 とに基づいた経時サブトラクション画像 P_{su} の表示要求がなされた場合を例にして説明する。

【0044】

画像表示装置20に入力されたこの要求は、画像表示装置20からネットワーク100を介してデータベース70に入力され、データベース70からはこの要求にしたがって、第1の画像 P_1 および第2の画像 P_2 がネットワーク100を介して画像間演算装置30に入力される。

【0045】

画像間演算装置30は、入力された画像 P_1 , P_2 中に現れた構造物の位置を2つの画像 P_1 , P_2 間で、まず大局的に位置合わせし、その後に分割して得られた多数の局所領域のそれぞれの位置が対応するように局所領域の位置合わせを行なう。すなわち、図2に示す2つの画像のうち時系列的に新しい方の画像（第2の画像） P_2 を基準として、第1の画像 P_1 にアフィン変換を施して第2の画像 P_2 に大局的に位置合わせする（図3参照）。続いて大局的に位置合わせされ

た両画像 P 1, P 2 のうち第 2 の画像 P 2 に対して、第 2 の画像 P 2 を多数の矩形小領域であるテンプレート領域 T 2 に仮想的に分割する処理を施すとともに、第 1 の画像 P 1 に対して、第 2 の画像 P 2 の各テンプレート領域 T 2 にそれぞれ対応する、これらの各テンプレート領域 T 2 よりも大きい領域の探索領域 R 1 を設定し、各探索領域 R 1 において、第 2 画像の各テンプレート領域 T 2 がそれぞれ略一致する対応テンプレート領域を求め（図 4 参照）、第 2 画像 P 2 における各テンプレート領域 T 2 と、第 1 画像 P 1 における各対応テンプレート領域との対応位置関係に基づいて、第 1 画像 P 1 の各対応テンプレート領域が第 2 画像 P 2 の各テンプレート領域 T 2 に略合致するように、大局的に位置合わせされた後の第 1 画像 P 1 全体を一体的に非線形歪変換（図 5 参照）して両画像 P 1, P 2 をさらに位置合わせする。

【 0 0 4 6 】

さらに画像間演算装置 3 0 は、基準となった第 2 の画像 P 2 から上述した 2 段階の位置合わせの変換が施された第 1 の画像 P 1 を、画素を対応させて減算処理し、これにより両画像 P 1, P 2 のサブトラクション画像 P su を得る。

【 0 0 4 7 】

ここで、上述した位置合わせが完全なものである場合には、第 1 の画像 P 1 と第 2 の画像 P 2 との差分であるサブトラクション画像 P su は、図 6（3）に示すように、第 1 の画像 P 1 には存在せず第 2 の画像 P 2 にのみに実際に存在する、両画像 P 1, P 2 間の実質的な差異である病変部 K のみとなる。しかし、実際には完全な位置合わせは困難であり、サブトラクション画像 P su には、病変部 K のみならず、肋骨やその他の構造物の輪郭の位置ずれに起因するアーティファクト L も残存したものとなり（図 7 参照）、読影性能が悪い。

【 0 0 4 8 】

ここで本実施形態においては画像処理装置 1 0 がこのようにアーティファクト L が残存したサブトラクション画像 P su に対して、アーティファクト L を病変部 K よりも相対的に抑制する処理を施す。詳細には、まずサブトラクション画像 P su（図 8（1））を、サブトラクション画像 P su の基準濃度および基準濃度よりも高濃度の画像部分からなる高濃度画像（基準濃度よりも低濃度の画像部分を基

準濃度に置換して得られた全体画像) P_{su1} と、基準濃度および基準濃度よりも低濃度の画像部分からなる低濃度画像 (基準濃度よりも高濃度の画像部分を基準濃度に置換して得られた全体画像) P_{su2} とに分ける (同図 (2))。続いて、高濃度画像 P_{su1} に対して予め設定された大きさの構造要素 (円形状) を用いてモフォロジー演算処理 (オープニング処理) を施し (同図 (3))、一方、低濃度画像 P_{su2} に対しても予め設定された大きさの構造要素 (円形状) を用いてモフォロジー演算処理 (クロージング処理) を施す (同)。ここでそれ用いられる構造要素の大きさは前述したように、病変部 K よりも小さく、かつ細長形状のアーティファクト L の幅よりも大きい構造要素として、予め臨床データの積み重ねによって設定されたものであり、サブトラクション画像 P_{su} の大きさを例えば縦 1780 画素 \times 横 1780 画素としたとき、構造要素としては例えば半径 5 \sim 10 画素の円形状とするのが好適である。ただし、この構造要素の大きさや形状は、抽出対象の病変部の大きさ・形や消去対象のアーティファクトの大きさ・形に応じて適応的に可変とすることができる。

【 0 0 4 9 】

モフォロジー演算処理のうちオープニング処理は、構造要素よりも小さい部分のうち高濃度側を消去する作用をなすため、構造要素よりも大きい病変部 K 以外のアーティファクト L_1 (アーティファクト L のうち高濃度側に現れたものをアーティファクト L_1 と称するものとする) はほぼ消去される。同様に、モフォロジー演算処理のうちクロージング処理は、構造要素よりも小さい部分のうち低濃度側を消去する作用をなすため、構造要素よりも大きい病変部 K 以外のアーティファクト L_2 (アーティファクト L のうち低濃度側に現れたものをアーティファクト L_2 と称するものとする) はほぼ消去される (同図 (3))。

【 0 0 5 0 】

このようにして得られた 2 つのサブトラクション画像 P_{su1} および P_{su2} を再度画素を対応させて、両者の重み付け割合を 0.5 対 0.5 とした加算処理を施し、サブトラクション画像 P_{su} を再度合成する (同図 (4))。

【 0 0 5 1 】

このようにして再度合成して得られたサブトラクション画像 P_{su} は、2 つの画

像 P 1, P 2 中の構造物の対応位置のずれに起因するアーティファクト L が、両画像 P 1, P 2 の実質的な差異である病変部 K に対して相対的に抑制（消去）された画像であるため、病変部 K についての観察読影性能がアーティファクト L の存在によって妨げられることが、従来よりも低減されている。

【 0 0 5 2 】

この観察読影性能が優れたサブトラクション画像 P su は、画像表示装置 3 0 に入力され、画像表示装置 3 0 はこのサブトラクション画像 P su を可視画像として表示する。表示された可視画像たるサブトラクション画像 P su は、アーティファクト L が抑制されているため、病変部 K の読影性を妨げることがなく、従来よりも病変部 K の読影性能が向上したものとされる。

【 0 0 5 3 】

以上の説明したように本実施形態の画像処理装置によれば、画像間演算画像に対して、2 つの画像間の実質的な差異がアーティファクトよりも相対的に強調される画像処理を施すことによって、観察読影に悪影響を及ぼすおそれのあるアーティファクトを、関心画像部分である画像間の実質的な差異よりも相対的に低減させることができ、従来よりもその画像間の実質的な差異についての観察読影性能を相対的に向上させることができる。

【 0 0 5 4 】

本実施形態の画像処理装置においては、高濃度側のサブトラクション画像 P su 1 に対してモフォロジー演算処理のオープニング処理を適用したが、この処理に代えて、最大値フィルタ処理を適用してもよく、オープニング処理を適用した場合と同様の効果を得ることができる。同様に、低濃度側のサブトラクション画像 P su 2 に対してモフォロジー演算処理のクロージング処理を適用したが、この処理に代えて、最小値フィルタ処理を適用してもよく、クロージング処理を適用した場合と同様の効果を得ることができる。

【 0 0 5 5 】

また位置ずれに起因するアーティファクトは濃淡画像において、狭い範囲で濃度が急激に変化するため、このような急峻なエッジとなるアーティファクトを、ラプラシアンフィルタにより探索し、その探索によって得られたアーチファクト

を平滑化処理することにより、病変部などの実質的な差異よりも相対的に抑制してもよい。同様に、アーチファクトは病変部などの実質的な差異よりも高周波成分を多く含むため、検出された高周波成分を非鮮鋭化してもよい。高周波成分の非鮮鋭化は、フーリエ変換して高周波成分を除去したうえで逆フーリエ変換するものであってもよいし、非鮮鋭マスク処理によって平滑化するものであってもよい。なお、上述した実施形態の画像処理装置に適用される対象である胸部放射線画像のように、主として横方向に延びる肋骨に起因するアーティファクトについては縦方向についてのみ非鮮鋭化しても十分に本発明の効果をを得ることができる。

【 0 0 5 6 】

また、アーティファクトを抑制処理するのに代えて、病変部等の実質的な差異の方を強調処理するようにしてもよい。例えば腫瘍陰影などの低周波成分からなる病変部を強調処理してもよい。もちろんアーティファクトを抑制処理するとともに、病変部等の実質的な差異を強調処理するようにしてもよい。

【 0 0 5 7 】

なお上記実施形態において、画像間演算装置 3 0 による局所的な位置合わせのための非線形歪変換（ワーピング）によって、第 1 の画像 P 1 は図 5 に示すように元の画像の形状（矩形）を保持しないこととなる。したがって、ワーピング後の第 1 画像 P 1 は、正確には図 6（1）に示すような矩形の輪郭を有するものではなく、非線形の曲線輪郭を有することになる。一方、第 2 の画像 P 2 は何ら変換処理を行っていないため、直線の輪郭を有する。したがって両画像の画素を対応させて減算処理を行なう際には、ワーピング後の第 1 画像 P 1 には第 2 画像 P 2 に対応する画素が存在しない場合があり、その画素部分については減算処理自体が不可能となる。

【 0 0 5 8 】

そこで、変換処理された側の画像（上記実施形態においては第 1 の画像 P 1）に、変換処理を施していない、基準となる側の画像（上記実施形態においては第 2 の画像 P 2）の画素に対応する画素が存在しない場合には、当該存在しない画素を新たに設定するとともに、その画素値を、対応する画像（第 2 の画像）の画

素と同一値を与えればよい。

【0059】

またこのように画素を新たに補充する方法の他に代えて、基準となる側の画像の画素を、変換処理された側の画像と同様に除去してもよい。対応画素が存在しないような部分については観察読影において関心のある領域であることは極めて少ないため、本来的に不必要な画像部分と考えられるからである。この考え方をさらに発展させて、ワーピング後の画像（第1画像）と基準となる画像（第2画像）とについてそれぞれ関心領域だけを抽出する領域抽出処理を施して、減算処理の対象となる画像部分を予め制限するようにしてもよい。演算量も減るため好ましい。上記実施形態においては、胸部放射線画像を対象としているため、ワーピング後の画像（第1画像）と基準となる画像（第2画像）とについてそれぞれ関心領域として胸郭認識処理を行なって胸郭外の部分の画素を全て一定値とする処理を行なうのが好ましい。なお胸郭認識処理としては、特開平8-335271号に開示された技術をなどを適用することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】

本発明の画像処理装置の一実施形態を含むネットワークの一態様を示す図

【図2】

画像間演算装置により経時サブトラクション処理される2つの原画像を表す図

【図3】

グローバルマッチングを説明する図

【図4】

ローカルマッチングを説明する図

【図5】

非線形歪変換処理を説明する図

【図6】

完全に位置合わせがなされた場合の第1画像、第2画像およびサブトラクション画像を示す図

【図7】

実際のサブトラクション画像の例を示す図

【図 8】

本実施形態の画像処理による経過を説明する図

【図 9】

モフォロジー演算処理を説明する図

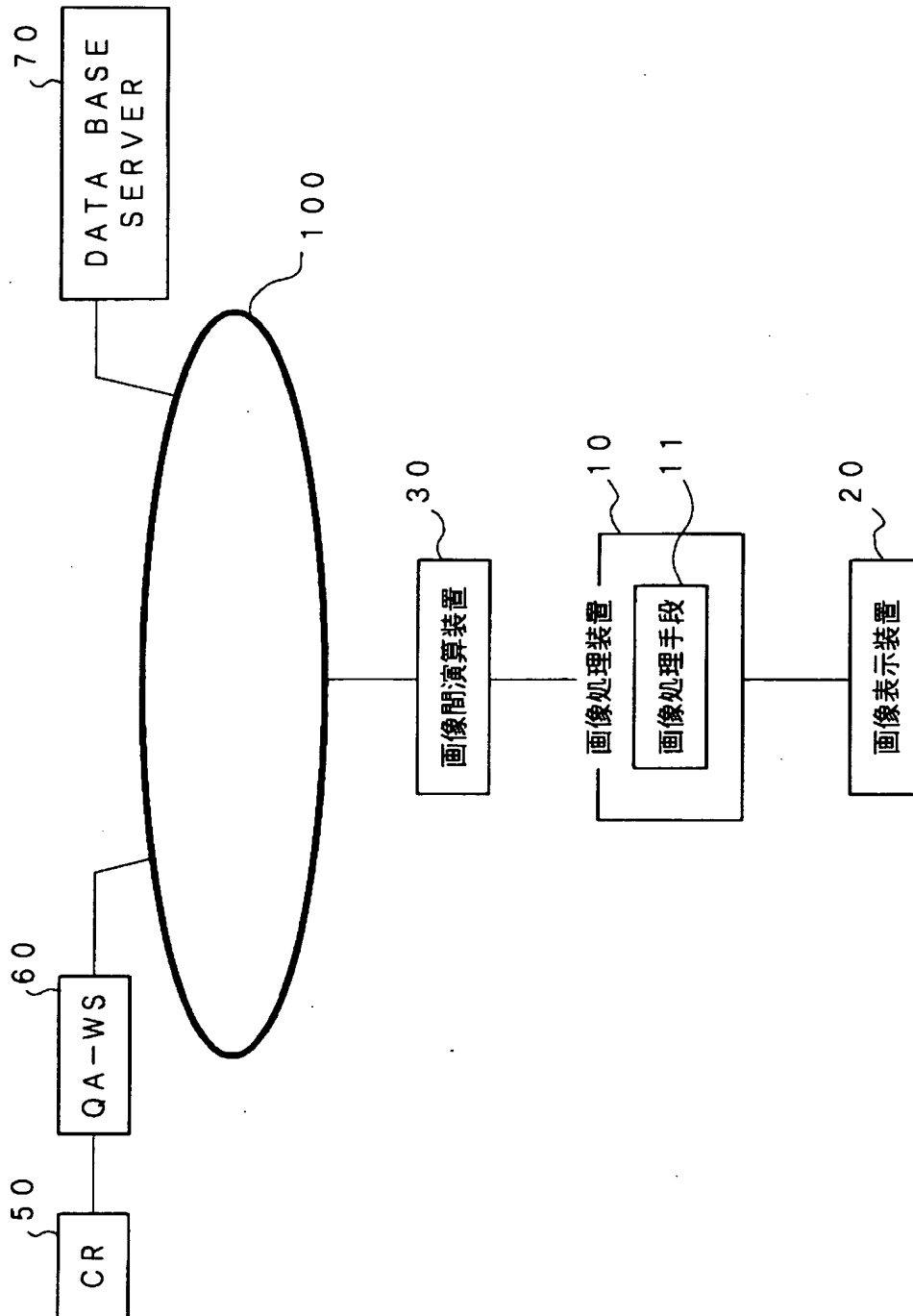
【符号の説明】

- 10 画像処理装置
- 11 画像処理手段
- 20 画像表示装置
- 30 画像間演算装置
- 50 C R 装置
- 60 Q A - W S
- 70 データベースサーバー
- 100 ネットワーク

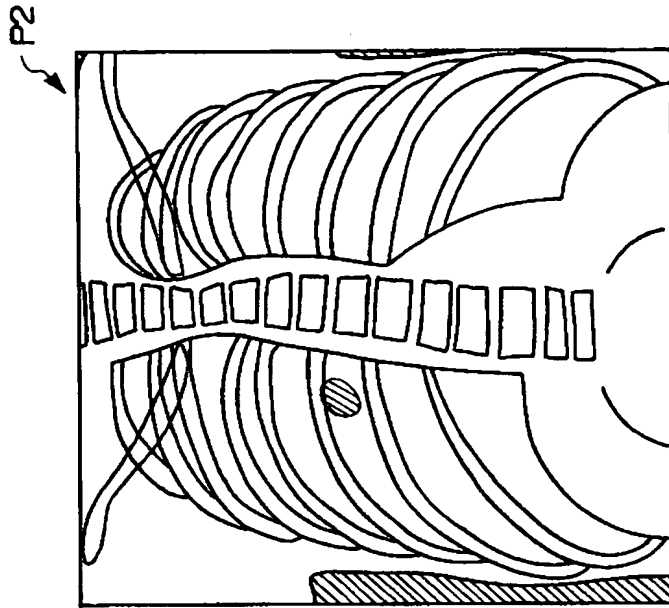
【書類名】

図面

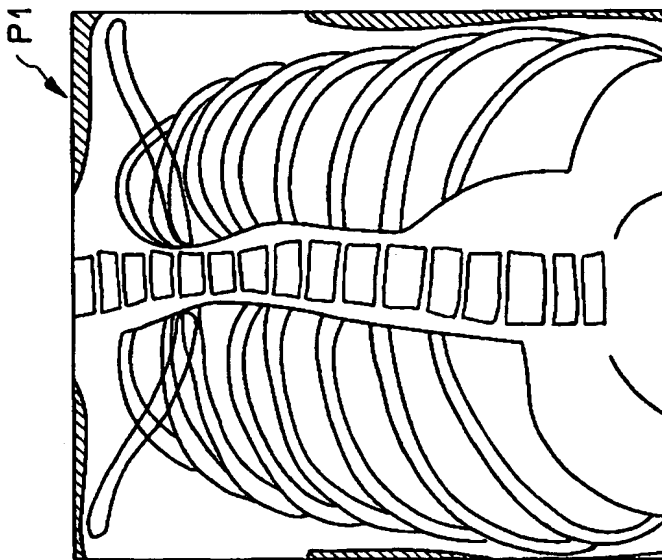
【図 1】



【図 2】

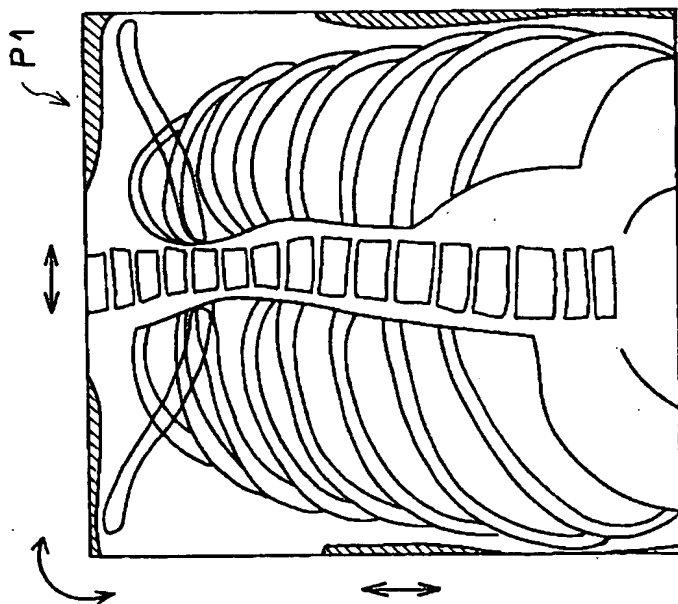
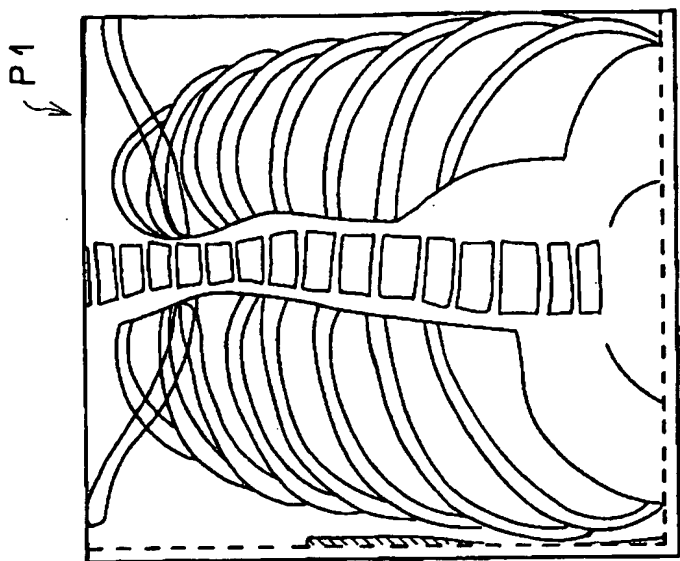


(2)

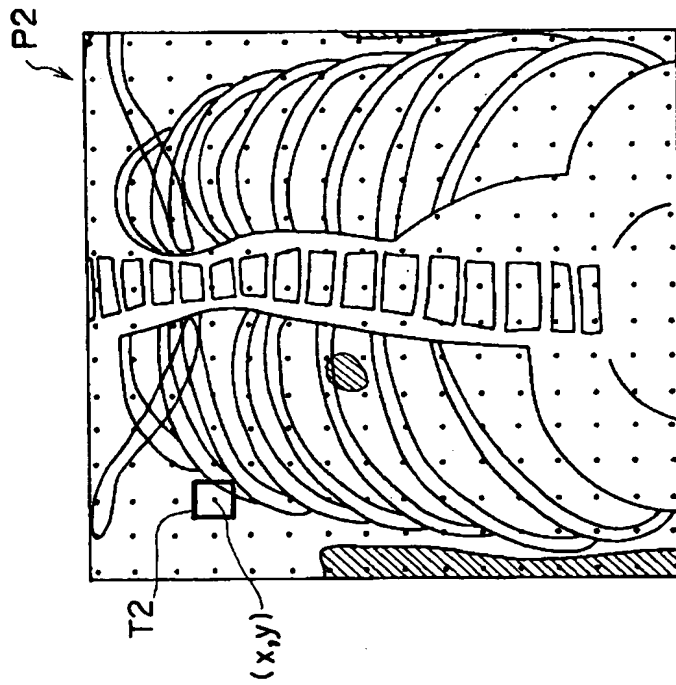
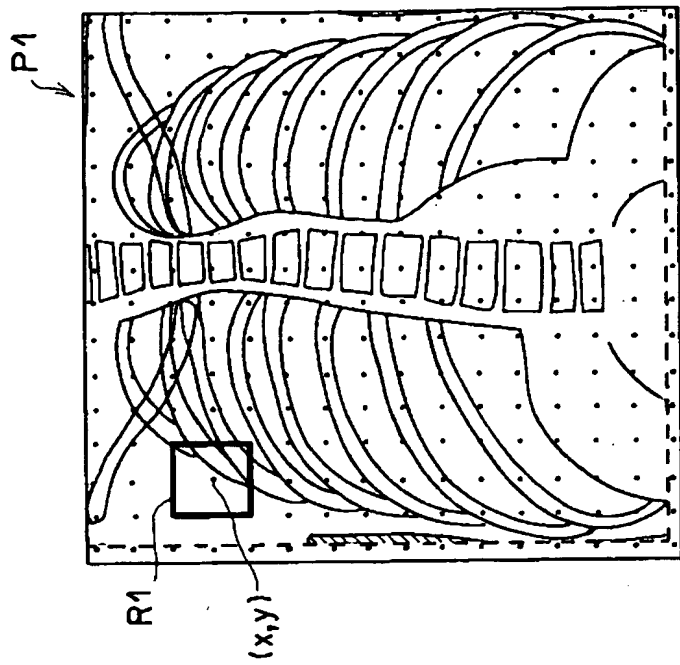


(1)

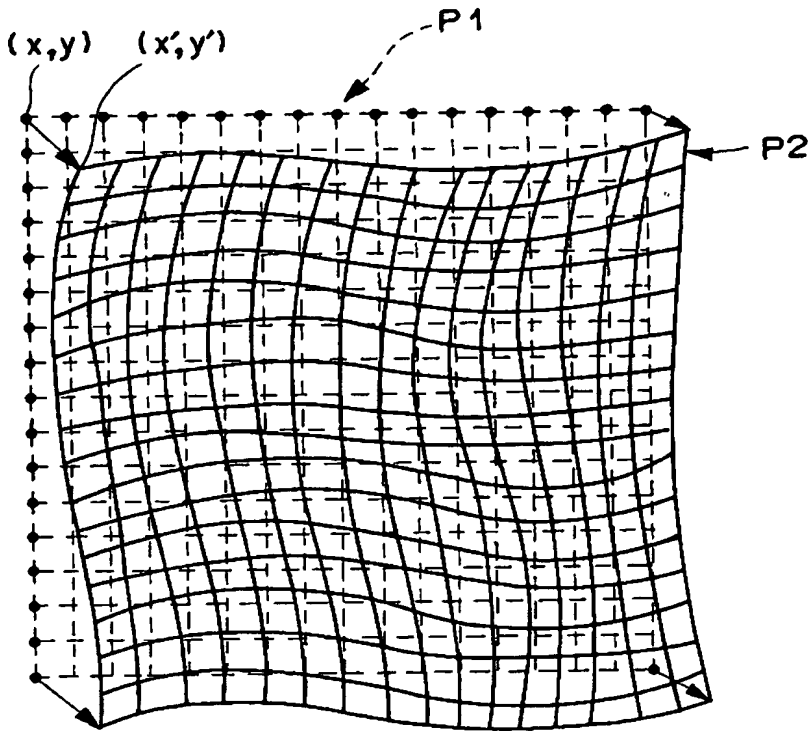
【図 3】



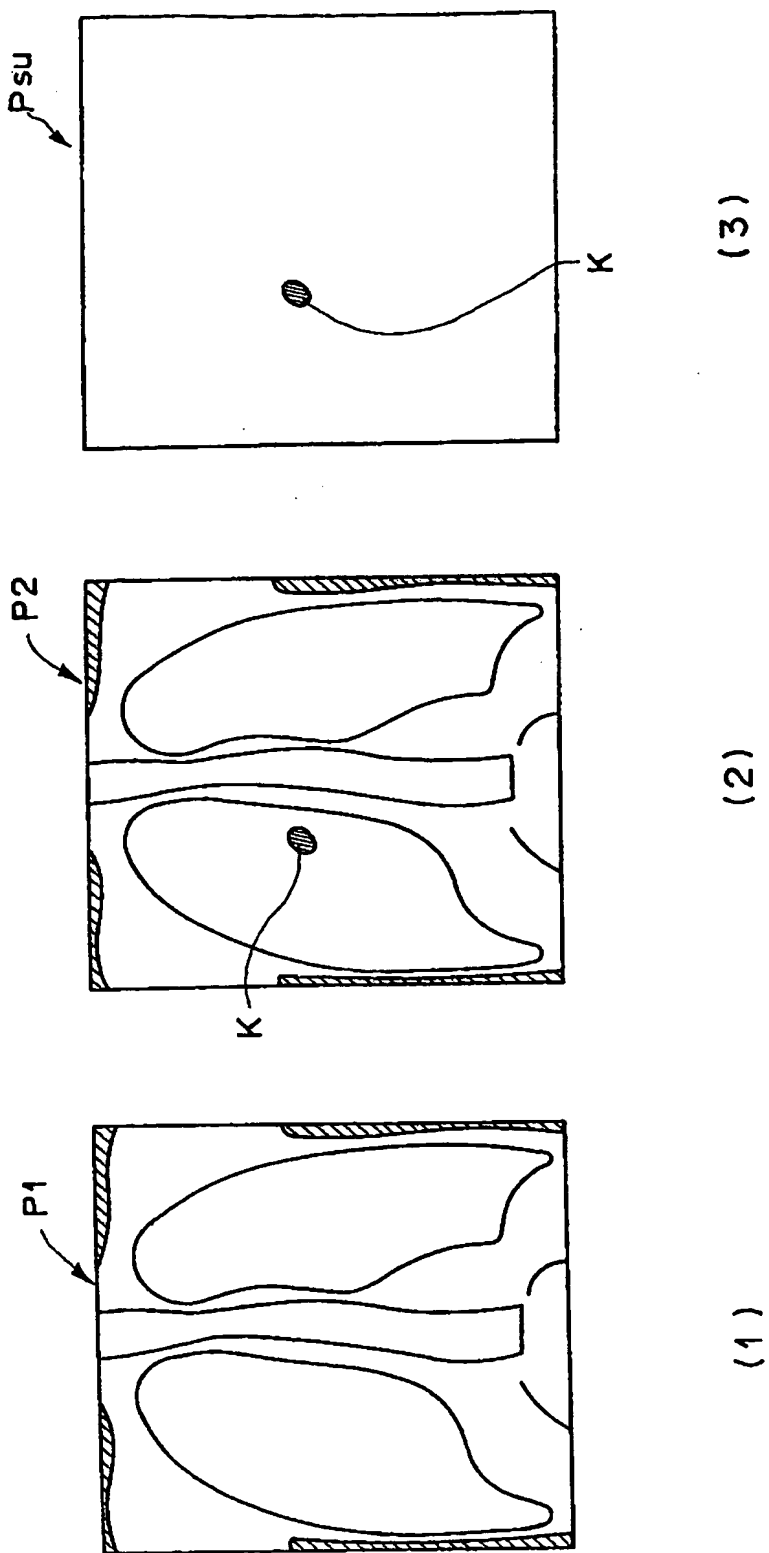
【図4】



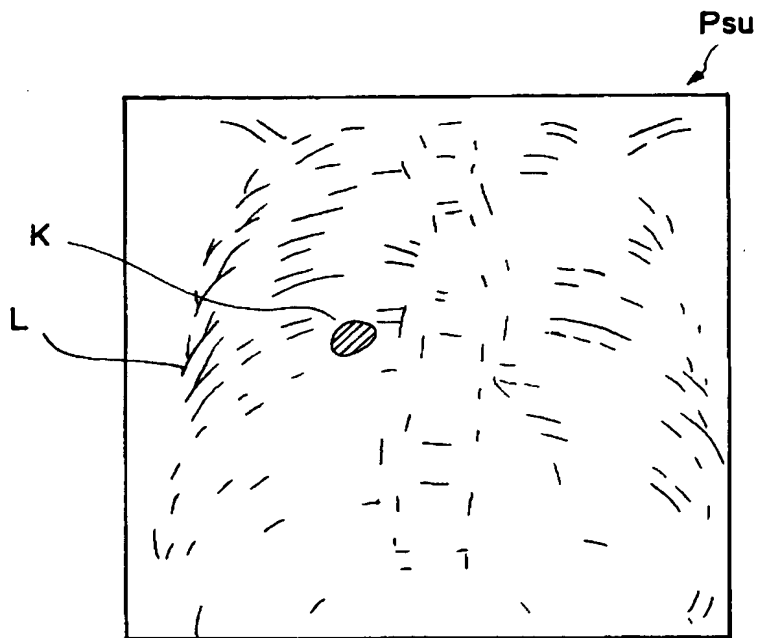
【図 5】



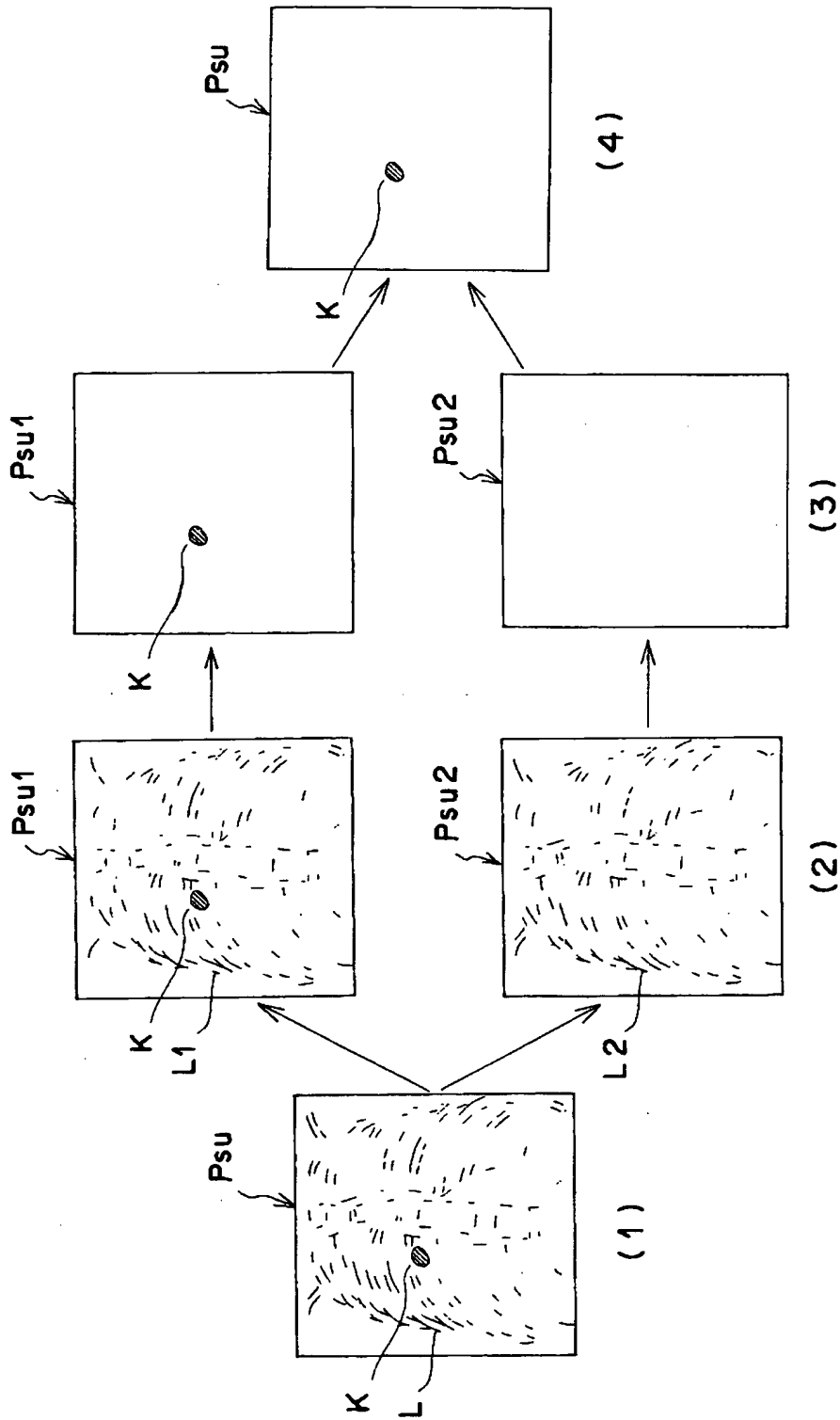
【図 6】



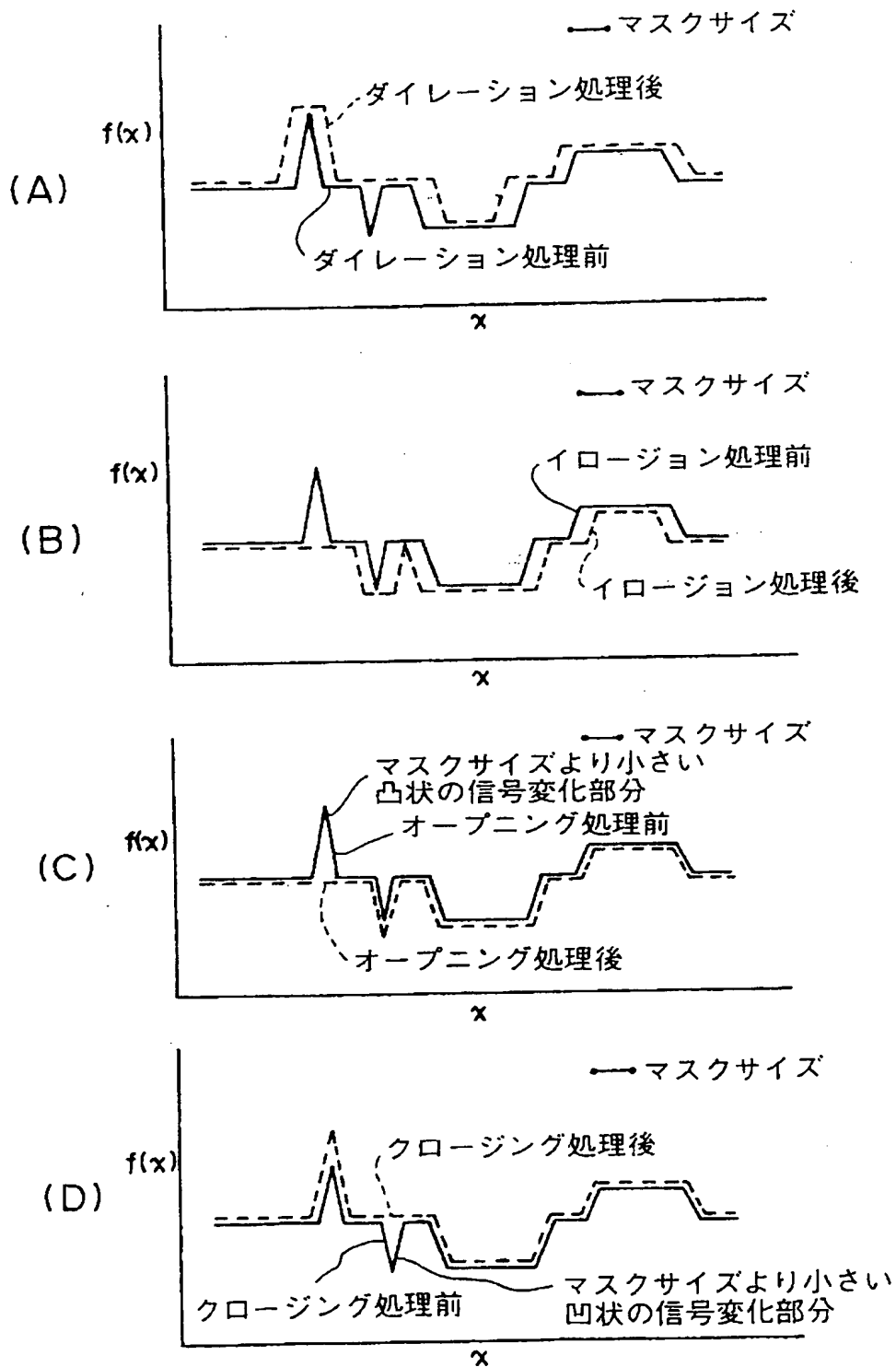
【図 7】



【図 8】



【図 9】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 比較読影の対象となる同一被写体についての2以上の画像に基づく画像間演算画像におけるアーティファクトを低減する。

【解決手段】 取得された経時サブトラクション画像に対して、経時サブトラクション画像の基になった2つの画像の実質的な差異よりもアーティファクトを相対的に抑制するモフォロジー演算処理を施す画像処理手段11を備える。

【選択図】 図1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願2000-063600
受付番号	50000273981
書類名	特許願
担当官	第八担当上席 0097
作成日	平成12年 3月29日

<認定情報・付加情報>

【提出日】	平成12年 3月 8日
【特許出願人】	
【識別番号】	000005201
【住所又は居所】	神奈川県南足柄市中沼210番地
【氏名又は名称】	富士写真フイルム株式会社
【代理人】	申請人
【識別番号】	100073184
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	柳田 征史
【選任した代理人】	
【識別番号】	100090468
【住所又は居所】	神奈川県横浜市港北区新横浜3-18-20 B ENEX S-1 7階 柳田国際特許事務所
【氏名又は名称】	佐久間 剛

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [000005201]

1. 変更年月日	1990年 8月14日
[変更理由]	新規登録
住 所	神奈川県南足柄市中沼210番地
氏 名	富士写真フイルム株式会社